

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-245215

(43)Date of publication of application : 24.09.1993

(51)Int.Cl.

A61N 1/365

(21)Application number : 04-044992

(71)Applicant : TERUMO CORP

(22)Date of filing : 03.03.1992

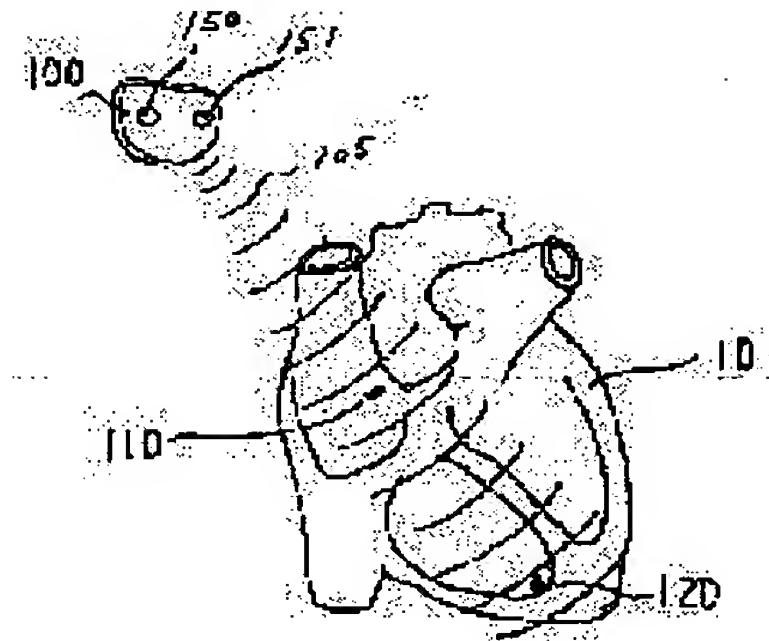
(72)Inventor : FUJII TADASHI
ISHIDA SHINJI

(54) HEART PACE MAKER

(57)Abstract:

PURPOSE: To lighten the burden of a person bearing a heart pace maker by miniaturizing it and reducing the weight, and enable the transmission of a signal.

CONSTITUTION: This pace maker has a heart pace maker body 100, which has at least two electrodes 150 and 151 for detecting electrocardiogram information, a controller for outputting and controlling pulses, based on the electrocardiogram information, and a transmitter for modulating and transmitting pulses, and receiver, which receives and demodulates the transmitted pulses, and pacing electrodes 110 and 120, which has stimuli electrodes being stimulated by the output pulses of the receiver.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 29.01.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 30.03.2004

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-245215

(43)公開日 平成5年(1993)9月24日

(51)Int.Cl.⁵

A 6 1 N 1/365

識別記号

庁内整理番号

8718-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数2(全 7 頁)

(21)出願番号 特願平4-44992

(22)出願日 平成4年(1992)3月3日

(71)出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72)発明者 藤井 正

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72)発明者 石田 伸司

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

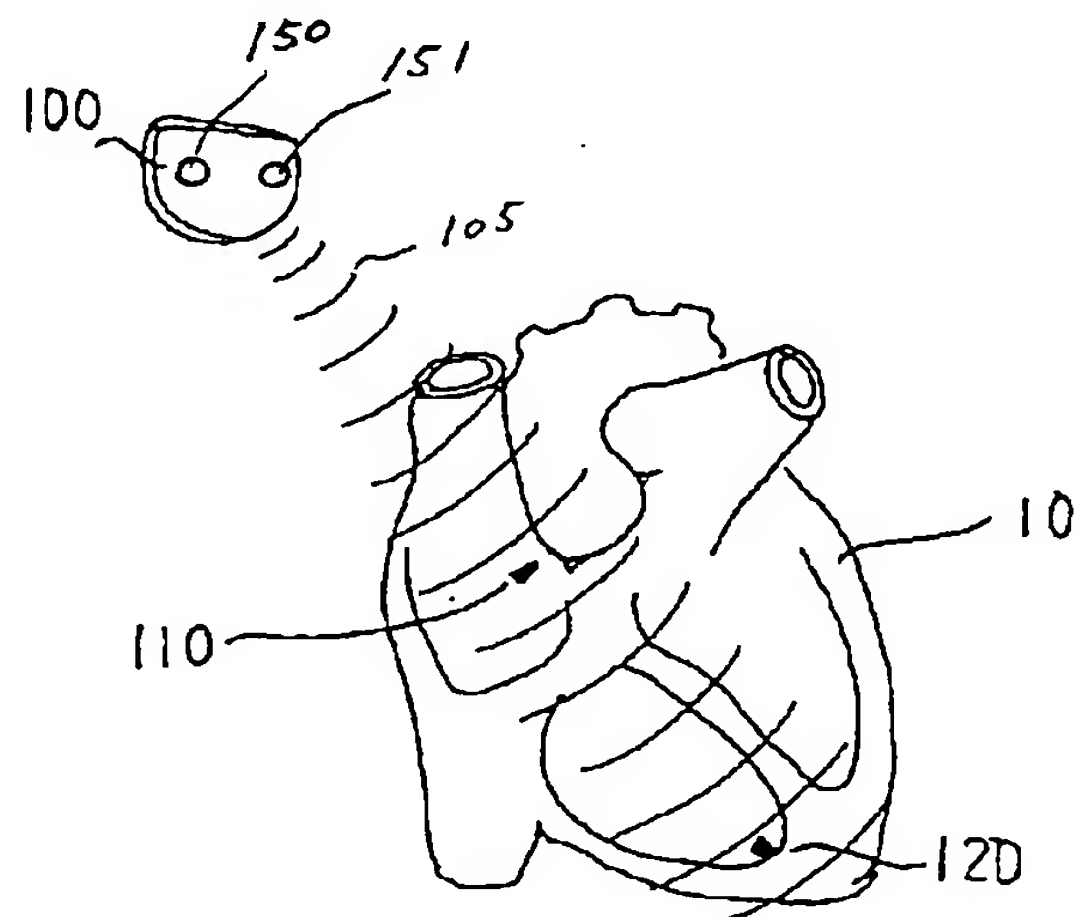
テルモ株式会社内

(54)【発明の名称】 心臓ペースメーカー

(57)【要約】

【目的】心臓ペースメーカーの小型軽量化を図り、被装着者の負担を軽減し、また、信号の伝達を確実に行えることを目的とする。

【構成】心電図情報を検出する少なくとも2つの電極150、151と、該心電図情報に基づいてパルスを出力制御する制御部と、該パルスを変調し送信する送信部とを有する心臓ペースメーカー本体100と、該送信されたパルスを受信し復調する受信部と、該受信部の出力パルスによって刺激される刺激電極とを有するペースング電極110、120とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 心電図情報を検出する少なくとも2つの電極と、該心電図情報に基づいてパルスを出力制御する制御部と、該パルスを変調し送信する送信部とを有する心臓ペースメーカ本体と、該送信されたパルスを受信し復調する受信部と、該受信部の出力パルスによって刺激される刺激電極とを有するペースング電極とからなることを特徴とする心臓ペースメーカ。

【請求項2】 心電図情報を検出する少なくとも2つの電極と、該心電図情報を変調・送信する心電図情報送信部と、該心電図情報送信部より送信された心電図情報を受信復調する受信部と、該受信された心電図情報に基づいてパルスを出力制御する制御部と該パルスを変調送信する送信部とを有する心臓ペースメーカ本体と、心臓ペースメーカ本体より送信されるパルス情報を受信復調する受信部と、該受信部の出力パルスによって刺激される刺激電極とを有するペースング電極とからなることを特徴とする心臓ペースメーカ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、無線方式を利用し、患者に拘束感を与えない心臓ペースメーカに関する。

【0002】

【従来の技術】心臓ペースメーカは、心電図情報を検出し、それに基づいて心臓に刺激を与えて心臓のペースングを制御するものであり、近年、ペースメーカ本体の小型軽量化電池の長寿命化、リード電極の改良、あるいはペースング条件が体外より変えられるプログラマブル機能や、生理的ペースング機能の組み込み等実用化されており、人工臓器としてはかなり完成度の高いものとなっている。ペースメーカの埋め込み手術もこれらの改良に伴ってより簡便で安全なものとなっているが、最も難しいのはリード電極の心内膜への当て方であり、適切な箇所に確実に装着することが肝要である。また、このリード電極は患者の症状に合わせて心房内及び心室内へ複数本装着される場合もある。一度装着されたリード電極は取り外すことは不可能なことが多く、リード線の断線あるいはリード電極先端が石灰化等によりペースング刺激が不能になった場合でもそのまま体内（心臓および血管内）に、留置され続けている状況である。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】従来の心臓ペースメーカを図12に示す。心臓ペースメーカ300は、本体340とリード線350、刺激パルスを心筋に伝えるためにリード電極355からなり、本体340と刺激電極355がリード線350で接続されているために次のような問題があった。

【0004】1. 本体340のリード線接続部320の密閉構造が良くないとペースメーカの動作不良に繋がり、また、電気的安全性にも問題を生じる事になる。

【0005】2. また、この接続部320の密閉性を確実にするために本体340全体に占める容積も4分の1くらいと大きく本体340の小型軽量化を更に進める上での障害となっている。

【0006】3. 装着される患者によっては、リード線350が長すぎる事があり、余分のリード線350は本体340の周囲に巻かれて埋め込まれるので、本体340の大きさ以上の埋め込みスペースを胸部内に設けなければならないという不都合を有していた。

10 【0007】4. さらに、リード線350の断線によるペースング不全の問題点や前述したように使用不可のリード線を体外へ取り出せないという不都合を生じていた。

【0008】5. また、老人などの弱者はリード線350によって血管が閉塞したり、血管を圧迫する等の障害も時には生じることもあった。

20 【0009】本発明は上記問題点に鑑みてなされたもので、本体と刺激電極間のリード線を排除し本体より無線でペースング電極に刺激のための信号を送り、心臓のペースングを制御する心臓ペースメーカを提供するものである。

【0010】

【課題を解決するための手段】前記課題は、心電図情報を検出する少なくとも2つの電極と、該心電図情報に基づいてパルス信号を出力制御する制御部と、該パルス信号を送信する送信部とを有する心臓ペースメーカ本体と、該送信されたパルス信号を受信し復調する受信部と、該受信部から出力されたパルス信号によって刺激される刺激電極とを有するペースング電極とからなる心臓ペースメーカにより解決される。

30 【0011】すなわち、本発明は心臓ペースメーカ本体とペースング電極が独立し、無線にて信号が伝達されているために、心臓ペースメーカ本体を密閉構造の形成が容易になり、小型軽量化が図れ、リード線が必要なく、断線不良や血管への障害がなくなり、体内への埋め込みも容易になる。また、体内にペースング電極のみを埋め込むことができ、体内への埋め込み体積を最小限にでき体内への負担を軽減できる。

40 【0012】さらに、心臓ペースメーカ本体は、心電図情報を検出する少なくとも2つの電極と、該心電図情報を変調・送信する送信部とからなる心電図情報検出部と、該心電図情報検出部より送信された心電図情報を受信復調する受信部と、該受信された心電図情報に基づいてパルスを出力制御する制御部と該パルスを変調送信する送信部とを有するペースメーカ本体に分割されていることが好ましい。心電図情報検出部とペースメーカ本体が分割されているために、心電図情報を取り出す位置が自由に設定できる。このため、ペースメーカ本体ではなく、心内膜に心電図情報検出部を設けることもでき、直接心内膜から心電図情報を検出することができる。

【0013】心内膜に固定されるペースング電極及び心電図情報検出部の固定位置は被装着者の症状に応じて異なり、心室と心房にペースング電極の双方に固定する場合、それぞれ一方にのみペースング電極を固定する場合、心室に心電図情報検出部を固定し、心房にペースング電極を固定する場合などがある。

【0014】また、ペースング電極を二つ以上設け、送信するパルス信号として電波を用いた場合は、二つのペースング電極に対してそれぞれ周波数の異にして、送信することにより、混信を避けることができる。また、同じ周波数を時間分割して交互に送信しても良い。さらに、パルス信号として超音波を用いた場合は、送信部と受信部に圧電トランスデューサを設ける必要があるが、電波を用いたときに比べ、変調する必要がなくなるなどの利点がある。この場合、送信部から送波された超音波は、受信部内の圧電トランスデューサにて電圧に変換され、増幅されて電極部に印加され、心筋へ刺激を与えることになる。パルス信号は被装着者に最適なものが選ばれれば良い。

【0015】また、体内の生理的变化に基づいて、ペースングを行う場合にも本発明は応用できる。すなわち、被装着者に体温や血圧を測定するセンサーを取り付け、このセンサーからの生体情報をベースメカ本体に送信し、これらの生体情報に基づいてペースングを行うものである。

【0016】ペースング電極の心内膜への取り付けはカテーテルの先端にペースング電極を装着し、心臓内の所定位置まで導入し、心内膜に固定した後、カテーテルのみ抜去することにより行われる。ペースング電極の固定方法を図9、図10及び図11を用いて具体的に説明する。

【0017】ペースング電極420は内部に中空部411を有する円筒状をなしており中空部411にはネジ溝402を有している、さらに中空部411内にペースング電極420を固定するためのスクリー401が収容されている。スクリー401は一端が鋭く尖ったコイル部412、ネジ溝402と螺合するネジ部413、棒状の接続部414からなり、接続部414の末端部404aは後に説明するスクリーハンドル405を接続するために切り欠き404bが設けられている。また棒状の接続部414は固定前はペースング電極420から突出しており、中空部411の開口部415には接続部414を固定するためのリング416が設けられている。スクリー401を回転させるとネジ部413が螺合しているので、回転させる方向により、回転しながらコイル部412がペースング電極420の電極部424の開口部415より突出するようになる。またペースング電極420の周囲には固定具127が設けられている。

【0018】また、固定箇所までペースング電極420

を導入するためのカテーテル410は一端にペースング電極接続部418を、他端に操作部419を有している。カテーテル410には内部ルーメン417が設けられ、そのルーメン417内に中空のスクリーハンドル405が挿入されており、スクリーハンドル405は一端は前述した末端部404aと接続するための接続部403aが設けられ、この接続部403aは切り欠き404bに対応した突起403bを有している(図11参照)。

10 【0019】さらにペースング電極接続部418にはルーメン417の開口部421があり、この開口部421に棒状の接続部414のペースング電極420から突出した部分が嵌合されることにより、カテーテル410とペースング電極420が接続される。それぞれの接続面427には互いにかみ合う凹凸423が設けられている。さらにペースング電極接続部418の開口部421の内側にはホール部422が形成されており、このホール部422内部でスクリーハンドル405の接続部403aとスクリー401の接続部414が嵌合する。
20 また、スクリーハンドル405の接続部403aのには周状リブ408が設けられており、この周状リブ408がホール部422の後端409と係合する大きさである。スクリーハンドル405の中空内部にはスタイレット406が挿入されている。

【0020】次に固定方法は次のように行う。カテーテル410は形状が固定されており、スタイレット406を挿入するとほぼ伸びた形状になるが、抜くと曲がった形状になる。この動きを利用して鎖骨下静脈あるいはその分枝静脈よりイントロデューサーを用いて心臓内部まで挿入する。この際、カテーテル410をX線透過材料で形成することにより、X線透視下でカテーテル先端を確認しながら挿入することができる。カテーテル410の先端に接続されたペースング電極420を接続し心臓内部へと導入する。目的部位に到達した場合、目的部位の心内膜にペースング電極420の電極部424を押し当てカテーテル410を回転しないように保持した後、スクリーハンドル405を押し込み回転させるとスクリー401とホール部422内部でスクリーハンドル405の接続部403aとスクリー401の接続部414が嵌合し、スクリーハンドル405の回転トルクがスクリー401に伝達され、スクリー401が回転し、徐々に心内膜15にコイル部412が侵入し固定されることになる。この時ペースング電極420はカテーテル410との接続面427には互いにかみ合う凹凸423を有しているために回転することはない。さらに、スクリー401のコイル部412が電極部424から突出した分だけ、棒状の接続部414のペースング電極420から突出した部分が短くなる。

【0021】また、ペースング電極420に設けられて
50 いる固定具127が目的部位周辺の内筋に絡みつき固定

される。この後、スタイレット406を押し込むと、カテーテル410の開口部421と棒状の接続部414のペースング電極420から突出した部分が嵌合が解除され、ペースング電極420とカテーテル410は分離される。

【0022】このようにしてペースング電極420は心内膜にスクリー401と固定具127の二つの固定具により強固に固定されることになる。

【0023】また、ペースング電極420を固定する部位はスクリー401とスタイレット406を導電性部材を用いて形成し、これを心内膜に押し当て、従来公知の方法と同様にペースングのための域値の測定を行い、所定値以下であることが確認された位置とすればよい。この後、上述した固定作業を行うものである。

【0024】

【実施例】以下、本発明の実施例を参照して具体的に説明する。

【0025】

【実施例1】図1は本発明の第1の実施例の概念図を示す。

【0026】心電図ペースメーカは、胸部に埋め込んだペースメーカ本体100と、心臓10の心房に取り付けた心房ペースング電極110と心室に取り付けた心室ペースング電極120の二つのペースング電極から構成されており、ペースメーカ本体100とペースング電極110、120は無線で結ばれている。

【0027】ペースメーカ本体には二つの心電図測定用電極150、151が設けられており、被装着者自身の心電図情報を検出することができる。この検出された心電図情報に基づいてペースメーカ本体はそれぞれのペースング電極に信号を送信している。

【0028】図2はペースング電極110、120を心室の心内膜15に固定した状態を示す。ペースング電極110、120はペースメーカ本体100より送信される送信波を受信する受信部112、122、復調部113、123、心筋に刺激を与える電極部115、125とから構成されており、さらに心内膜への固定具117、127を有している。

【0029】以下、ブロック図を用いて実施例を詳細に説明する。図3はペースメーカ本体のブロック図である。ペースメーカ本体100は心電図測定用電極150、151、増幅部153、A/D変換部154、制御部155、メモリ部156、通信部157、送信部158、電源159よりなり、測定用電極150、151で入力された波形を増幅部153にて増幅し、A/D変換部154を介して制御部155に入力される。制御部155では入力された心電図情報とメモリ部156に記憶されたペースングプログラムに基づき、心臓ペースングのためのタイミングパルスが形成され、この形成されたタイミングパルスは送信部158により所定の送信波1

05に変換され送信される。通信部157は外部に設けられたプログラマ500との通信に使用されるもので、メモリ部分156に記憶されたペースングプログラムを変更する時に使用される。プログラマ500により被装着者に適したペースングプログラムがメモリ部157に記憶でき、必要に応じて変更することも可能である。また電源159はペースメーカ本体100の各部に電源供給を行っている。

【0030】図4はペースング電極120のブロック図である。なお、ペースング電極120はペースング電極110とは同一の構成を取る所以説明は省略する。ペースング電極120は受信部122、復調部123、電極部125、電池部124からなり、本体より送信された送信波を受信部122で受信し、復調部123でエネルギー変換し電極部125に電圧として印加される。電池部124は受信部122と復調部123へ電源を供給するものである。

【0031】本実施例では送信波105として電波を用いており、二つのペースング電極110、120に対してそれぞれ周波数の異にして、送信することにより、混信を避けている。

【0032】

【実施例2】図5に本発明の第2の実施例の概念図を示す。心電図測定用電極部130とペースング電極120が一体化された電極ユニット150が心房の心内膜に固定され、また、ペースング電極110が心室に固定されている。心電図情報は心電図測定用電極部130から心電図情報信号200としてをペースメーカ本体100に送信され、ペースメーカ本体100は胸部に埋め込まれており、この心電図情報信号200を受信し、受信された心電図情報に基づいてペースメーカ本体はそれぞれのペースング電極110、120にパルス信号を送信し、このパルス信号に基づき、ペースング電極は心内膜に刺激を与えている。

【0033】図6は電極ユニット150の心内膜15への固定した状態を示す。電極ユニットは心電図測定用電極部130とペースング電極120からなり、ペースング電極部は実施例1で用いたものと同様で、ペースメーカ本体100より送信されるパルス信号を受信する受信部122、復調部123、心筋に刺激を与える電極部125とから構成されており、さらに心内膜への固定具127を有している。また、心電図測定用電極部130は心電図測定用電極135、125（ペースング電極120の電極部と共用）を有しており、この心電図測定用電極135、125は数cm離れている。心電図測定用電極135と125の間で測定された心内心電図は電極ユニット150からペースメーカ本体100に向けて送信されるものである。

【0034】次にブロック図を用いて、動作原理を説明する。

【0035】図7はペースメーカ本体100のブロック図である。ペースメーカ本体100は受信部160、復調部162、制御部155、メモリ部156、通信部157、送信部158、電源159よりなり、受信部160で受信した心電図情報信号200を復調部162で復調して制御部155に入力する。制御部155では入力された心電図情報とメモリ部156に記憶されたペースングプログラムに基づき、心臓ペースングのためのタイミングパルスが形成され、この形成されたタイミングパルスは送信部158により所定のパルス信号105に変換され送信される。通信部157は外部に設けられたプログラム500との通信に使用されるもので、メモリ部分156に記憶されたペースングプログラムを変更する時に使用される。プログラム500により被装着者に適したペースングプログラムがメモリ部157に記憶でき、必要に応じて変更することも可能である。また電源159はペースメーカ本体100の各部に電源供給を行っている。心電図測定用電極を分離した以外の機能は、実施例1と同様であり、同一の符号を用いている。

【0036】図8は電極ユニット150のブロック図である。受信部122、復調部123、電極部125（心電図測定用電極を兼ねる）、心電図測定用電極135、増幅部136、送信部137、電池部139からなり、心電図測定用電極135、125で測定された心内心電図は増幅部136にて増幅され、送信部137で心電図情報信号200として、ペースメーカ本体100に送信される。一方、受信部122では、ペースメーカ本体100から送信された送信波（パルス信号）105を受信し、復調部123に入力する。復調部123では復調増幅され電極部125へペースング電圧として出力される。電池部139から電極ユニットの各部に電源が供給されている。

【0037】本実施例では通信部157と受信部160を別体としたが、受信する周波数を変えることにより、これらを共用することも可能である。

【0038】

【発明の効果】本発明の心臓ペースメーカは心電図情報を検出する少なくとも2つの電極と、該心電図情報に基づいてパルス信号を出力制御する制御部と、該パルス信号を送信する送信部とを有する心臓ペースメーカ本体と、該送信されたパルス信号を受信し復調する受信部と、該受信部から出力されたパルス信号によって刺激される刺激電極とを有するペースング電極とからなり、心臓ペースメーカ本体とペースング電極が独立し、無線にて信号が伝達されているために、心臓ペースメーカ本体を密閉構造の形成が容易になり、小型軽量化が図れ、リード線が必要なく、断線不良や血管への障害がなくなり、体内への埋め込みも容易になる。

【0039】さらに、本発明の心臓ペースメーカは、心臓ペースメーカ本体は、心電図情報を検出する少なくと

も2つの電極と、該心電図情報を変調・送信する送信部とからなる心電図情報検出部と、該心電図情報検出部より送信された心電図情報を受信復調する受信部と、該受信された心電図情報に基づいてパルスを出力制御する制御部と該パルスを変調送信する送信部とを有するペースメーカ本体に分割されているために、心電図情報を取り出す位置が自由に設定できる。このため、ペースメーカ本体ではなく、心内膜に心電図情報検出部を設けることもでき、直接心内膜から心電図情報を検出することができ、心室に心電図情報検出部を設け、心房にペースング電極を設けるなど被装着者の症状に応じて種々の形態をとることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明の第1の実施例の概念図である。

【図2】図2は、ペースング電極を心内膜に固定した状態を表している。

【図3】図3は、本発明の第1の実施例のペースメーカ本体のブロック図である。

【図4】図4は、本発明の第1の実施例のペースング電極のブロック図である。

【図5】図5は、本発明の第2の実施例の概念図をである。

【図6】図6は、本発明の第2の実施例の電極ユニットを心内膜に固定した状態を表している。

【図7】図7は、本発明の第2の実施例のペースメーカ本体のブロック図である。

【図8】図8は、本発明の第2の実施例の電極ユニットのブロック図である。

【図9】図9は、カテーテルの先端に保持したペースング電極を心内膜に固定する時の状態を示している。

【図10】図10は、ペースング電極固定後に、カテーテルを切り離した状態を示している。

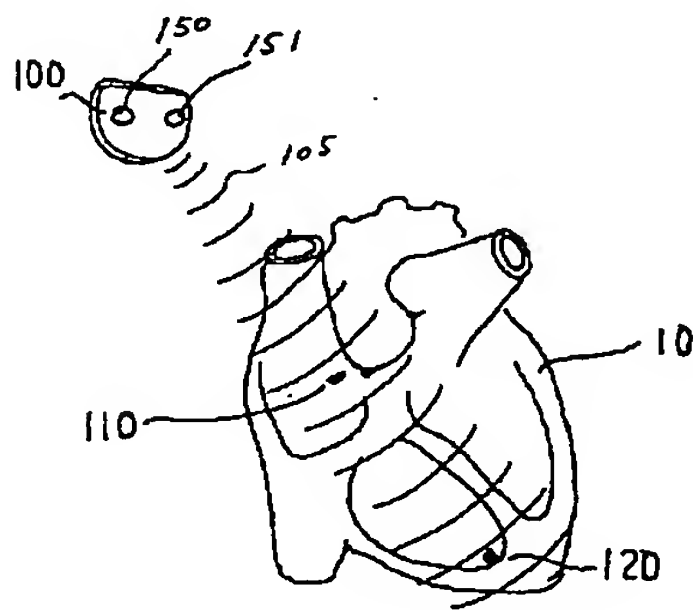
【図11】図11は、スクリューとスクリューハンドルの接合部の拡大図である。

【図12】図12は、従来のペースメーカである。10：心臓、15：心内膜、100：ペースメーカ本体、105：送信波、110、120：ペースング電極、112、122：受信部、113、123：復調部、124：電池部、115、125：電極部、117、127：固定具、130：心電図測定用電極部、135、125：心電図測定用電極、150、151：心電図測定用電極、153：増幅部、154：A/D変換部、155：制御部、156：メモリ部、157：通信部、158：送信部、159：電源、150：電極ユニット、160：受信部、162：復調部、163：プログラム、200：心電図情報信号、300：心臓ペースメーカ、320：リード線接続部、340：本体、350：リード線、355：リード電極、401：スクリュー、402：ネジ溝、403a：接続部、403b：突起、40

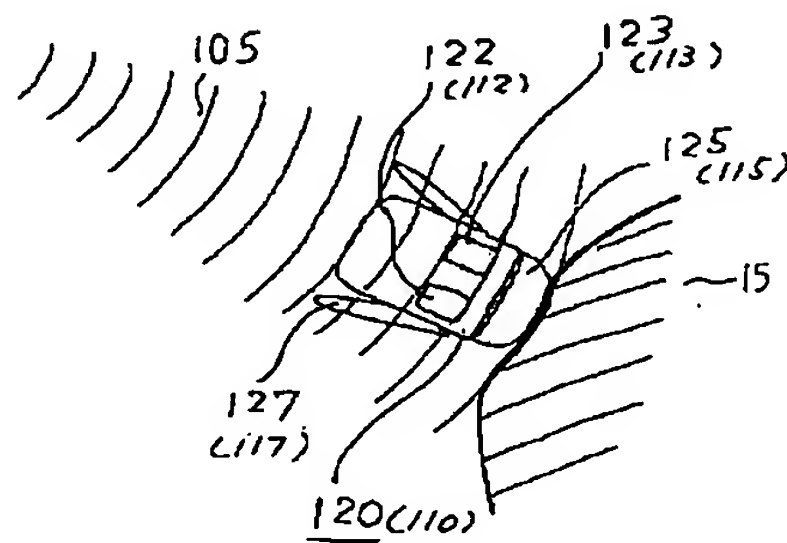
4a: 末端部、404b: 切り欠き、405: スクリュー
 ハンドル、406: スタイレット、408: 周状リ
 ブ、409: 後端、410: カテーテル、411: 中空
 部、412: コイル部、413: ネジ部、414: 棒状
 の接続部、415: 開口部、416: Oリング、41 *

*7: ルーメン、418: ペーシング電極接続部、41
 9: 操作部、420: ペーシング電極、421: 開口
 部、422: ホール部、423: 凹凸、424: 電極
 部、427a, 427b: 接続面

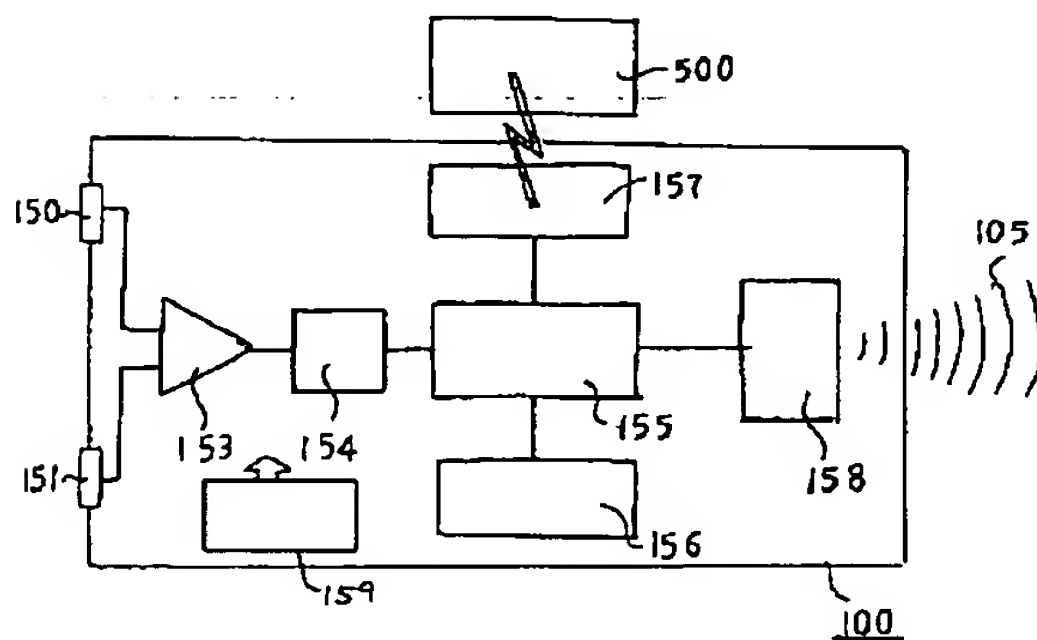
【図1】



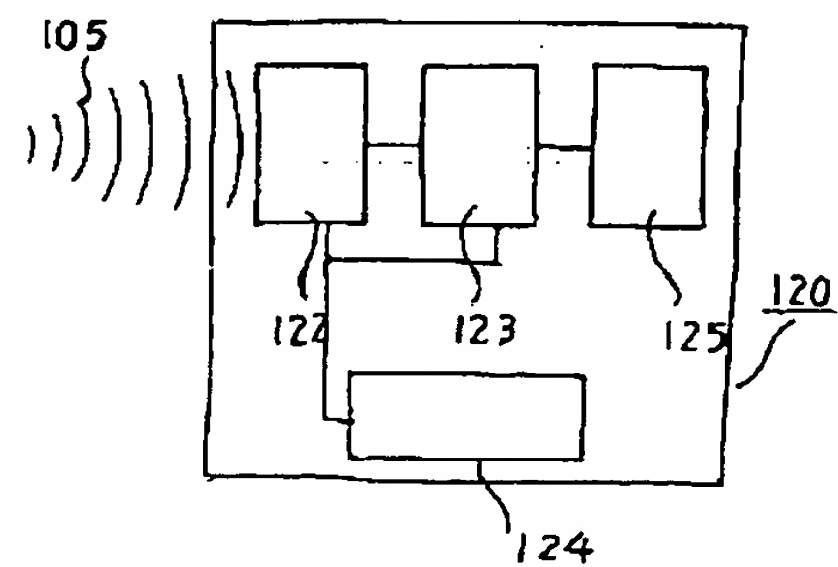
【図2】



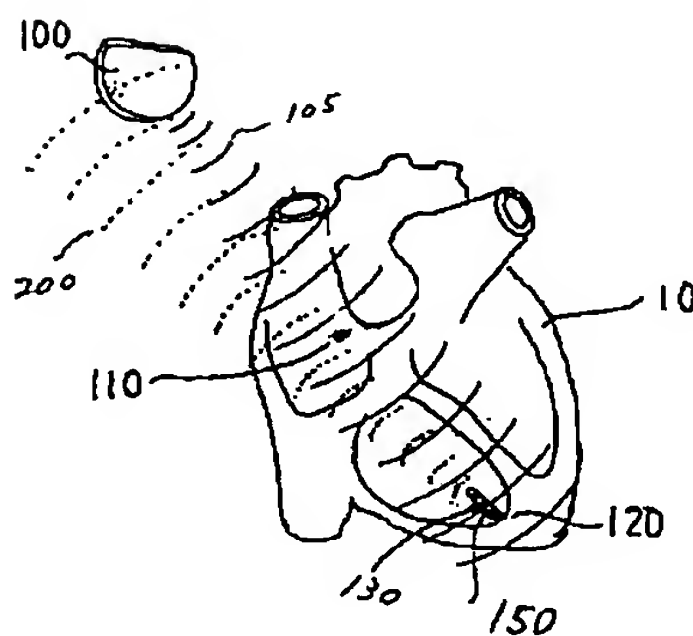
【図3】



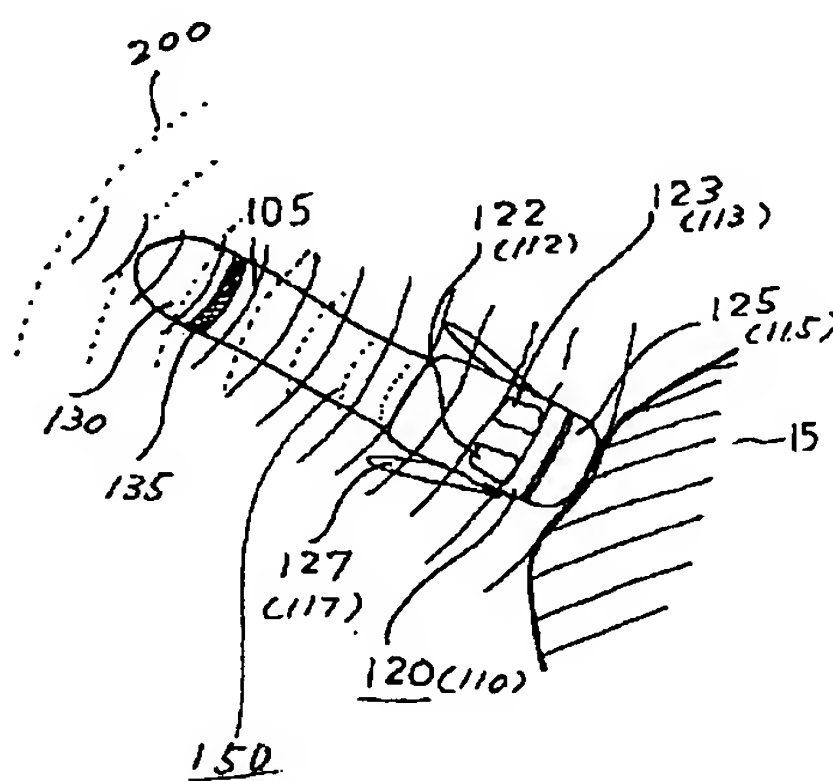
【図4】



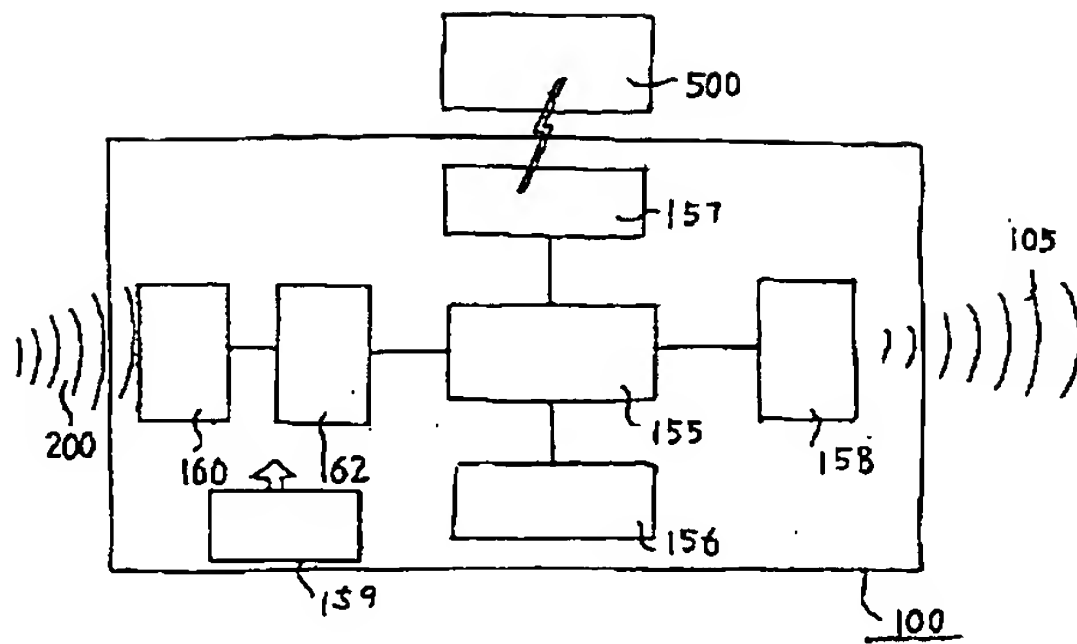
【図5】



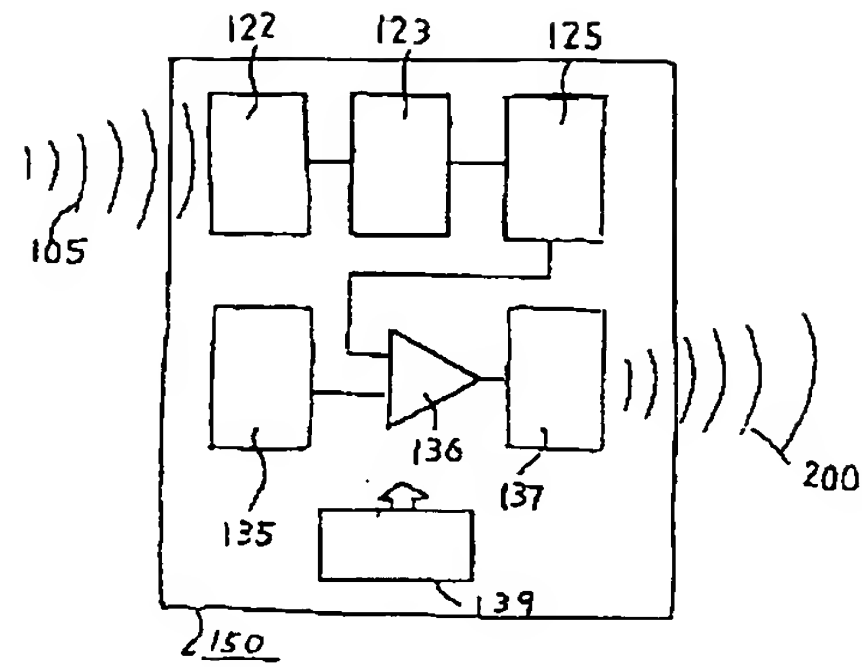
【図6】



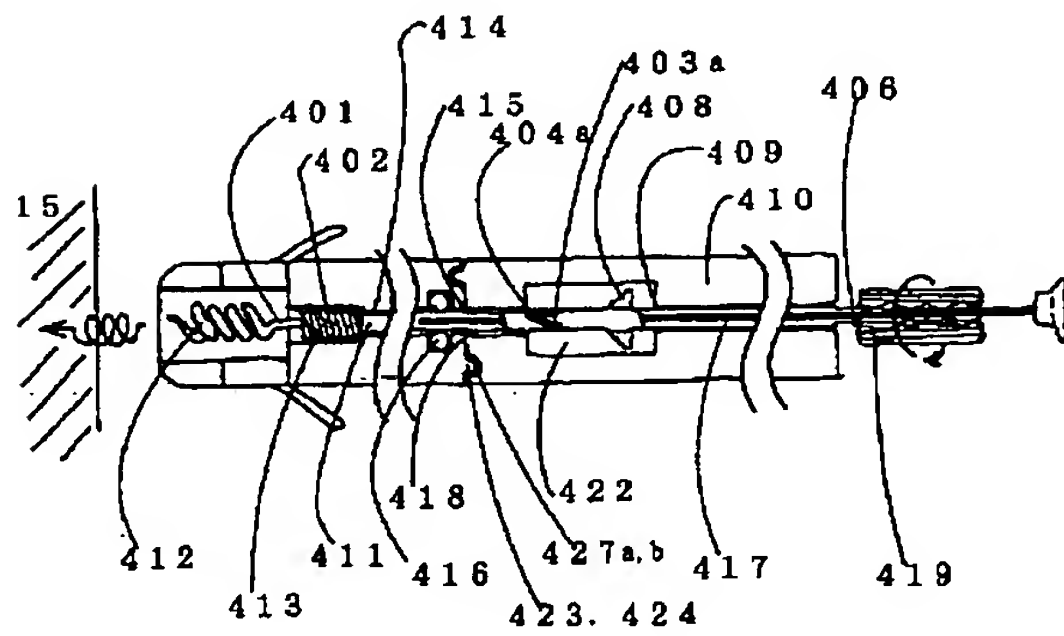
【図7】



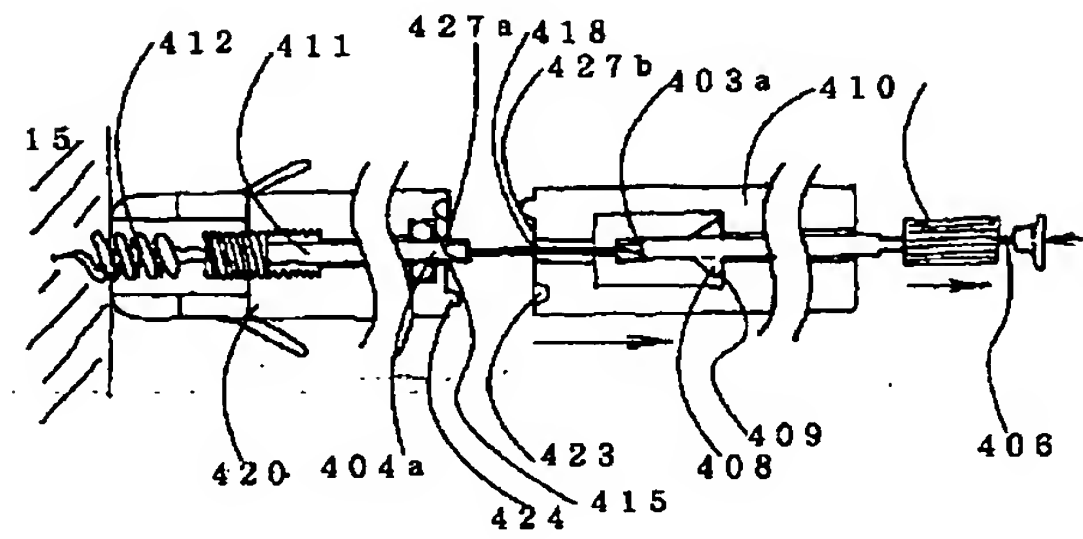
【図8】



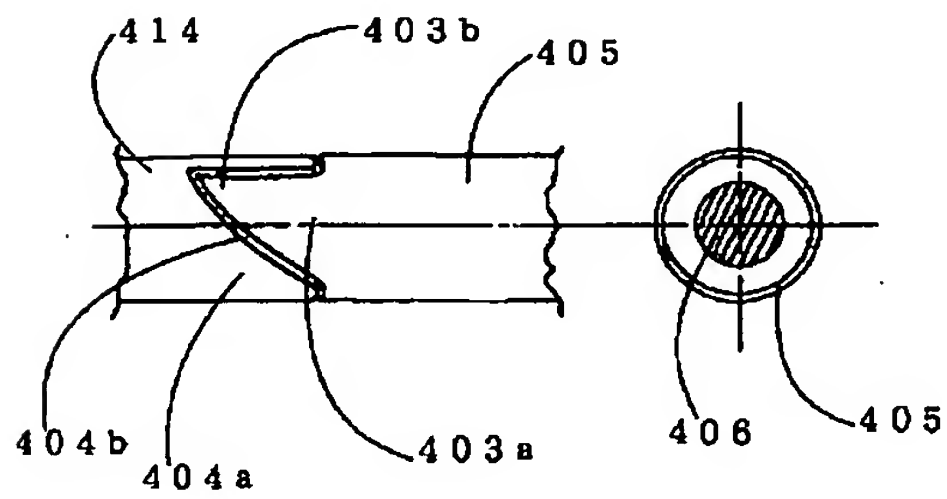
【図9】



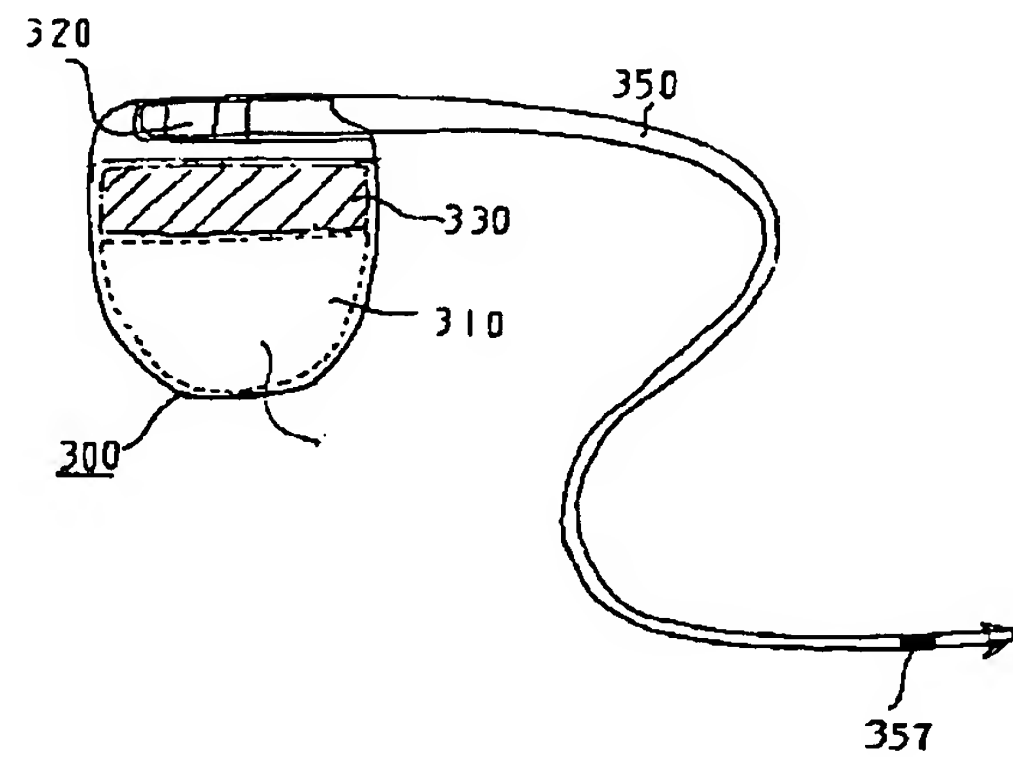
【図10】



【図11】



【図12】



【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載
【部門区分】第1部門第2区分
【発行日】平成11年(1999)11月24日

【公開番号】特開平5-245215
【公開日】平成5年(1993)9月24日
【年通号数】公開特許公報5-2453
【出願番号】特願平4-44992
【国際特許分類第6版】

A61N 1/365
【F I】
A61N 1/365

【手続補正書】
【提出日】平成11年1月29日
【手続補正1】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】特許請求の範囲
【補正方法】変更
【補正内容】
【特許請求の範囲】

【請求項1】 心電図情報を検出する少なくとも2つの電極と、該心電図情報に基づいてパルスを出力制御する制御部と、該パルスを変調し送信する送信部とを有する心臓ペースメーカ本体と、該送信されたパルスを受信し復調する受信部と、該受信部の出力パルスによって刺激される刺激電極とを有するペースング電極とからなることを特徴とする心臓ペースメーカ。

【請求項2】 少なくとも2つの電極により心電図情報を検出し、該心電図情報を変調・送信する心電図情報検出部と、該心電図情報検出部より送信された心電図情報を受信復調し、該受信された心電図情報に基づいてパルスを出力制御し、該パルスを変調送信する心臓ペースメーカ本体と、該心臓ペースメーカ本体より送信されるパルス情報を受信復調し、該受信されたパルスが印加される刺激電極とを有するペースング電極とからなることを特徴とする心臓ペースメーカ。

【手続補正2】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】0012
【補正方法】変更
【補正内容】

【0012】また、前記課題は、少なくとも2つの電極により心電図情報を検出し、該心電図情報を変調・送信する心電図情報検出部と、該心電図情報検出部より送信された心電図情報を受信復調し、該受信された心電図情

報に基づいてパルスを出力制御し、該パルスを変調送信するペースメーカ本体と、該心臓ペースメーカ本体より送信されるパルス情報を受信復調し、該受信されたパルスが印加される刺激電極とを有するペースング電極とからなる心臓ペースメーカにより解決される。心電図情報送信部とペースメーカ本体が分割されているために、心電図情報を取り出す位置が自由に設定できる。このため、ペースメーカ本体ではなく、心内膜に心電図情報検出部を設けることもでき、直接心内膜から心電図情報を検出することができる。

【手続補正3】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】0039
【補正方法】変更
【補正内容】

【0039】また、本発明の心臓ペースメーカは、少なくとも2つの電極により心電図情報を検出し、該心電図情報を変調・送信する心電図情報検出部と、該心電図情報検出部より送信された心電図情報を受信復調し、該受信された心電図情報に基づいてパルスを出力制御し、該パルスを変調送信するペースメーカ本体と、該心臓ペースメーカ本体より送信されるパルス情報を受信復調し、該受信されたパルスが印加される刺激電極とを有するペースング電極とからなるため、心電図情報検出部とペースメーカ本体が分割でき、心電図情報を取り出す位置が自由に設定できる。このため、ペースメーカ本体ではなく、心内膜に心電図情報検出部を設けることもでき、直接心内膜から心電図情報を検出することができ、心室に心電図情報検出部を設け、心房にペースング電極を設けるなど被装着者の症状に応じて種々の形態をとることができる。

Publication number: S49-108538

Date of publication of application: 16.10.1974

Application number: S48-3994

Date of filing: 27.12.1972

Applicant: Siemens Aktiengesellschaft

IMPLANTABLE FUEL CELL

Abstract:

The present invention relates to an implantable fuel cell that is configured to operate using oxidizable bodily substance and oxygen in bodily fluid as its driving material, wherein a fuel electrode and a selective oxygen electrode of said fuel cell are positioned relative to each other so that fuel mixture inserted and diffused from bodily fluid to said cell during operation is essentially guided first to said oxygen electrode and then to said fuel electrode.



特 許 公 報
ドイツ 1973 年 1 月 3 日 P22000540

完

① 日本国特許庁

公開特許公報

① 特開昭 49-108538

④ 公開日 昭49.(1974)10.16

② 特願昭 48-3994

② 出願日 昭47.(1972)12.27

審査請求 未請求 (全4頁)

庁内整理番号

⑤ 日本分類

6967 51

57 E11

6967 51

57 E23

6967 51

57 E22

6829 54

94 H51

特 許 願 (3) 号

昭和47年12月27日

特許庁長官殿

1. 発明の名称

イソプロパノール・キノン系燃料電池
移植可能な燃料電池

2. 発明者

住 所 ドイツ国エルランゲン、
パウルゴッセンシュトラッセ34
氏 名 ラグハベンドラ、ラオ(ほか1名)

3. 特許出願人

住 所 ドイツ国ベルリン及ミュンヘン(希地なし)
名 称 シーメンス、アクチエンゲゼルシャフト

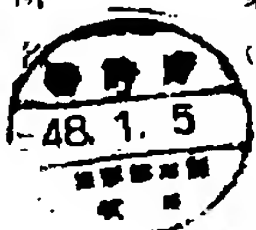
代表者 ウイリー、ブライネ
同 ヘルマン、レンカー

国 籍 ドイツ国

4. 代理人

〒112

住 所 東京都文京区大塚4-16-12
氏 名 (6118) 富 村 潔



18 003994

方式 特許

明 細 書

1. 発明の名称

移植可能な燃料電池

2. 特許請求の範囲

運転材料として酸化可能な身体物質と、体液中の酸素とが用いられるような、移植可能な燃料電池において、電池の燃料電極と選択性酸素電極とが、運転状態において体液から電池内に注入拡散される燃料混合体が主としてまず酸素電極に、そして引続いて燃料電極に導かれるように、相互に配准されたことを特徴とする移植可能な燃料電池。

3. 発明の詳細な説明

本発明は、運転材料として酸化可能な身体物質、特にグルコースと、体液中の酸素とが用いられるような、特に心臓ペースメーカーや人工心臓等の運転のための、移植可能な燃料電池に関する。

かかる燃料電池の運転には若干の困難性が伴われる。この困難性の基は、燃料、たとえばグルコースならびに他の燃料である体液

中の酸素がその密度相互に混合して存在していることにあると思われる。酸素が燃料の存在の下に選択的に置換され得るような触媒、たとえば炭は知られているのだが、これに対して燃料が酸素の存在の下に選択的に反応するような電極は知られていない。燃料電極における燃料と酸素との同時置換が行なわれると、化学的短絡が生じ、これは比較的短い運転期間の後に、電池の見出し得ない出力減少と、大きな燃料消費量に対する効率の低下とを惹起する。

本発明の目的は、冒頭に述べた様式の燃料電池において、化学的短絡が実質上発生せず、従つてより高い出力においてより改良された効率を有する燃料電池を提供することを目的とするものである。

この目的は、本発明によれば、電池の燃料電極と1つまたは多数の選択性酸素電極とが、運転状態において体液から電池内に注入拡散される燃料混合体がまず主としてそれぞれの

酸素電極化、そして引続いて燃料電極に導かれるように、相互に配向することによつて達成される。

本発明による目的達成方法によれば、電池内に注入拡散される燃料混合体は、酸素電極において、まず酸素を奪い去られる。非選択性燃料電極に進んだ燃料は、實質的に酸素欠乏状態となり、従つて化学的短絡の危険性は大いに除去される。

酸素の除去のために、電池内に注入拡散される燃料混合体は、拡散材料内に挿入脱炭されるそれぞれの酸素電極の回りを洗うようにすることができる。しかしながら、燃料電極が、1つ又は多数の、燃料に対して選択性を有する選択性酸素電極によつて、体液中から實質的に濾過されるようにすれば、より良好な実施形態が得られる。かかる多孔性電極においては酸素の除去が最適に行なわれる。

充分良好な濾過は、比較的大きな面をもつ平らな燃料電極において、その一方の面が燃

(3)

の間の領域における大きな静電容量に落つき、電極の周囲における pH 値の極度に強い変移、従つて電池の作動効率に対する不都合な電極の分極を妨けられる。負に荷電されたイオン交換器は同時にたん白質や血球のような体液中の負に荷電された微粒子が電極に近づくことを妨げ、これにより電極の腐化が予防される。その上電極ないしは分離膜における血球の凝固の危険が大いに取除かれる。

本発明のそれ以上の利点を、本発明の実施例を示す3つの図面に基づいて以下に詳細に説明する。

第1図の実施例において、燃料電池は、2つの互いに平行な平らな選択性酸素電極1, 3と、酸素電極の間に配設された平らな燃料電極2とからなつている。

酸素電極1, 3は燃料(グルコース)に対し透過性をもつ。この電極はその際触媒として炭を備えた銀の網からなる。銀の網は約0.04mmの針金太さの際、100メッシュ/cm

(5)

特開 昭40-108538,2) 料に対して透過性の酸素電極によつて、そして他方の面が燃料混合体に対して非透過性の高い、たとえばフレキシガラスで包まれるようにしたときに得られる。しかし、電極の両面が燃料に対して透過性をもつ選択性酸素電極によつて包まれる場合には電池出力は付加的に上昇する。燃料電極ならびにそれぞれの酸素電極の間の間隔は μm 領域、特に20 μm に選ばれるのがよい。

個々の電極を相互にならびに体液に対して分離するために、たん白質、血球等に対して非透過性の親水性材料を用いるのが目的に適つており、その酸素電極は特に親水性材料の中に封込まれる。

親水性材料としてはセルロースまたは網状結合されたポリビニールアルコールが用いられ得る。しかしこの材料は特に弱い酸性の負に荷電されたイオン交換樹脂、たとえばメタクリル酸陽イオン交換樹脂からなるのがよい。かかるイオン交換器は、特に pH 5 および pH 8

(4)

を有する。各酸素電極1, 3の全体の厚さは0.04~0.1mmのオーダーで、各々の電極の面積は6.3cm²である。

燃料電極2としては、約0.1~0.2mmの厚みの白金黒をもつプラチナ網が用いられる。燃料電極3の面積は同様に6.3cm²である。

電極1, 2および3はイオン交換樹脂、特に陽イオン交換樹脂4内に埋め込まれる。その際、イオン交換樹脂と触媒との密接な混合のため、即ち触媒の微小孔をイオン交換樹脂で緊密に満すために、イオン交換樹脂は液体状で(たとえば非交鎖結合の共重合交換樹脂を有機溶媒中に溶かすことによつて)それぞれの電極と結合状態にもたらされるのが目的に適っている。また、たとえばポリアクリル酸をグリセリンやポリビニールアルコールで網状結合する場合におけるようなエステル結合の形成によつて、またはフェノールスルホン酸をフォルムアルデヒドであるいはポリエチレンジイミンをエピクロヒドリンで網状結合

(6)

することによつて、またはたとえばメタクリル版をディビニールペンゾールで主原子価結合することによつて、ポリ電解質を後に網状結合することも可能である。

各電極 1 ~ 3 は、電池の運転状態におけるエネルギー受取りのために負荷抵抗 5 に接続可能である。このエネルギーは実際にはたとえば心臓ペースメーカーまたは人工心臓の運転のために用いられ得る。

第 2 図は本発明による電池の他の実施例の断面図で、たゞ 1 つの選択的かつ燃料に対し透過性の酸素電極 1 と、燃料電極 3 とが、再び陽イオン交換樹脂内に組み込まれて、燃料混合物に対する供給開口 7 をもつフレキシガラス製のケーシング 6 内に配設され、かつ酸素電極 1 が燃料電極 3 を供給開口 7 に対して対向するように配設されている。

第 3 図の実施例においては、第 1 図に相当して電極 1, 2, 3 がフレキシガラス製のケーシング 6 内に設けられている。ケーシング

(7)

例の電池でもつて、そのままで少なくとも 0.4 V のオーダの電池電圧が得られる。200 ~ 250 μ A の測定電流の際、80 ~ 100 μ W の出力が得られる。運転実験によれば、この出力は長時間にわたつて一定に維持されることが示されている。80 ~ 100 μ W の出力は心臓ペースメーカーの運転のために十分な値である。たとえば人工心臓の運転のために、より大きな出力が必要な場合には、相应して電池を多数用いればよい。

4. 図面の簡単な説明

第 1 図ないし第 3 図は本発明の異なる実施例の略示斜視図ないし断面図である。

1, 3 ... 酸素電極、2 ... 燃料電極、4 ... イオン交換樹脂、5 ... 負荷抵抗、6, 8 ... ケーシング、7, 9, 10 ... 燃料供給開口。

FIG. 1 図 1 図 2 図 3

(9)

特開 昭 49-108538(3)
8 は酸素電極 1 ないし 3 の側にそれぞれ 1 つの燃料混合物用供給開口 9 ないし 10 を有している。

第 1 図ないし第 3 図の実施例の動作様式は次の通りである。

第 1 図ないし第 3 図による電池は患者の体内の適当な場所に移植される。

運転状態において、運転材料混合物（溶解した形のグルコースおよび酸素）が電池内に注入される。第 1 図の実施例ではあらゆる側から、第 2 図の実施例では単に供給開口 7 を通して、そして第 3 図の実施例では供給開口 9 および 10 を通して拡散が行なわれる。

個々の電極の間に設けられた空間的配置によつて、運転材料混合物は主としてまず酸素電極に到達し、そこで酸素が除去される。続いて実質上燃料、即ちグルコースのみが燃料電極 3 に到達する。化学的短絡はこれによつて除去される。

実験によると、第 1 図ないし第 3 図の実施

(8)

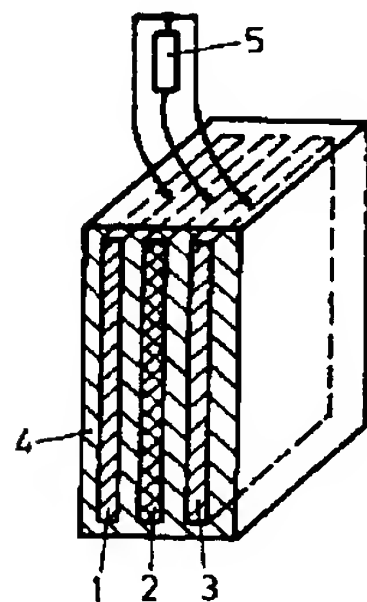


Fig. 1

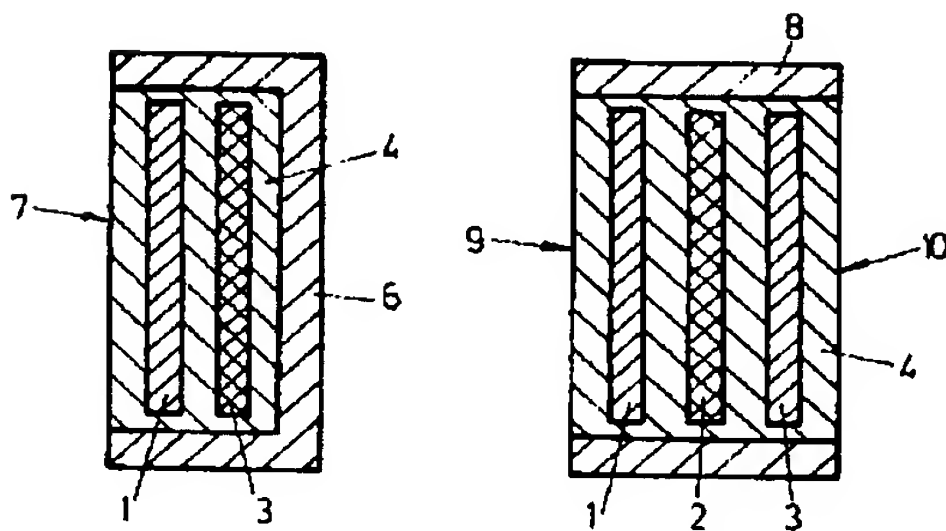


Fig. 2

Fig. 3

5. 添付書類の目録

申請書類	1通
説明書	1通
図面	1通
委任状及訳文	各1通(追完)
優先権証明書及訳文	各1通(追完)

6. 前記以外の発明者

住 所 ドイツ国エルランゲン、
フリードリッヒパウエルシュトラッセ18

氏 名 ゲルハルト、リヒター